

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITA' DI BOLOGNA  
SEDE DI CESENA  
SECONDA FACOLTÀ DI INGEGNERIA CON SEDE A CESENA  
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Titolo della tesi:

VALUTAZIONE STRUMENTALE DELLA PROPULSIONE SU CARROZZINA:  
UNA REVISIONE SISTEMATICA

Tesi in:

BIOMECCANICA LM

Relatore:

Prof.ssa RITA STAGNI




Presentata da:

FABIO DELLABIANCIA

SESSIONE III<sup>a</sup>

ANNO ACCADEMICO 2011/2012

# Indice

<b>Introduzione</b>		3
		
<b>Capitolo 1</b>	<b>Anatomia e biomeccanica della propulsione</b>	7
	1.1 Background	8
	1.2 Anatomia dell'arto superiore	11
	1.2.1 Anatomia della spalla	11
	1.2.2 Anatomia del gomito	15
	1.2.3 Anatomia del polso	16
	1.3 Anatomia della colonna vertebrale	18
	1.3.1 Patologie della colonna vertebrale	20
	1.4 Biomeccanica della propulsione	21
		
<b>Capitolo 2</b>	<b>Revisione sistematica della letteratura</b>	23
	2.1 Metodi	24
	2.1.1 Strategia di ricerca	24
	2.1.2 Criteri di inclusione	24
	2.1.3 Estrazione dati	25
	2.1.4 Protocollo di qualità	26
	2.4 Risultati	27
	2.4.1 Campo di ricerca	27
	2.4.2 Valutazione qualitativa	29
	2.4.3 Soggetti esaminati	30
	2.4.4 Illustrazione dei risultati	32
	2.5 Discussione	37
		
<b>Conclusioni</b>		39

<b>Bibliografia</b>	41
---------------------	----



<b>Ringraziamenti</b>	47
-----------------------	----

# Introduzione

Come ampiamente dimostrato, la corretta funzionalità degli arti superiori rappresenta una condizione fondamentale per l'autonomia di persone diversamente abili, con particolare riferimento a quelle in carrozzina [1]. Evidenziare quali siano aspetti e metodi che portano ad un incremento del rischio di infortunio risulta, dunque, di fondamentale importanza nella pratica clinica.

Nel caso specifico di soggetti in carrozzina, l'integrità di spalla è uno dei fattori più critici, in quanto tale articolazione presenta un elevato rischio di deterioramento. Una conoscenza approfondita dei meccanismi e delle cause che portano a tale deterioramento viene effettuata mediante strumentazioni specifiche, con un significativo impatto sulla vita quotidiana di questi pazienti. Una valutazione quantitativa efficiente della condizione dell'arto superiore assiste infatti il clinico nella stesura di un adeguato piano di intervento e prevenzione.

Comprendere cinematica e dinamica del movimento risulta utile nel definire indici che quantifichino il grado di inefficienza durante test specifici o gesti quotidiani. La presente revisione sistematica si prefigge di identificare metodologie e strumentazioni nell'esecuzione di test per poter coadiuvare il clinico nella sua valutazione, concludendo che, ad oggi, le pratiche metodologiche e strumentali risultano ancora controverse.

Obiettivo di questa revisione sistematica è fornire un'analisi delle strumentazioni attualmente in uso e dei risultati ottenuti relativamente alla biomeccanica di propulsione per persone in carrozzina.

Per tale analisi sono state effettuate ricerche su 4 database trovando un totale di 22 articoli; la qualità degli articoli trovati nella letteratura è stata valutata mediante protocolli specifici. Complessivamente la qualità di quanto trovato risulta elevata. L'aspetto più critico risulta essere la mancanza di uniformità, ossia l'assenza di protocolli o standard nell'esecuzione dei vari test biomeccanici.

Per la ricerca dei dati nella letteratura si sono utilizzate parole ed aspetti chiave dell'argomento in esame (Figura i.1).

Il primo passo nella scrittura di questa tesi è stata la scelta di uno specifico argomento di revisione; al fine di estrarre al meglio gli elementi specifici collegati

all'argomento di interesse, questo, è stato suddiviso in una serie di quesiti. Le domande poste nell'affrontare la revisione sono state:

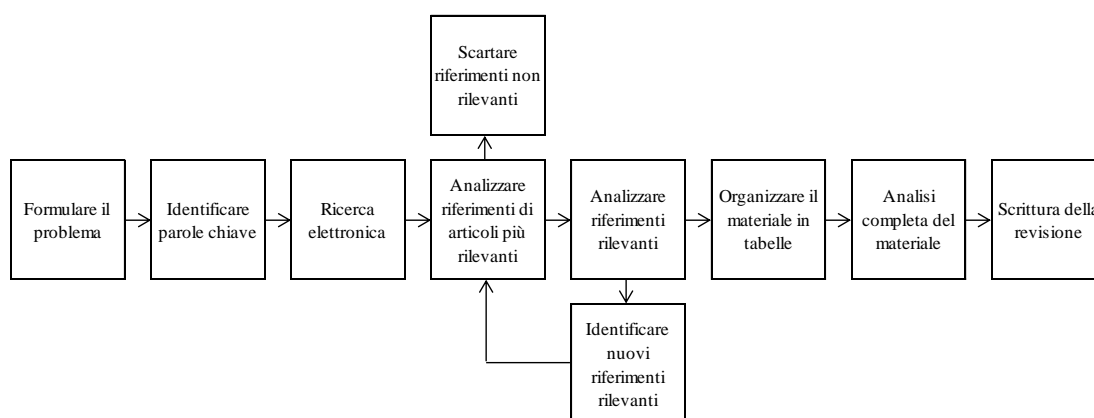
- la questione affrontata ha una reale valenza scientifica?
- quale la rilevanza clinica di ciò che si sta per approfondire?
- è già stato pubblicato qualcosa di simile?

A fronte di una ricchezza di studi, si è rivelata fondamentale la definizione di criteri di inclusione/esclusione quali:

- tempo di pubblicazione;
- focus dell'articolo;
- design dell'articolo;
- esiti misurati;
- caratteristiche della popolazione.

Il processo di selezione degli studi è stato applicato a partire da titolo, abstract e successivamente all'articolo completo.

In seguito si è rivelata utile l'organizzazione dei principali argomenti in tavole riassuntive (Tabella 2.1, 2.2, 2.3, 2.4, 2.5 ); si è così ottenuta una visione riassuntiva di una estesa quantità di dati.



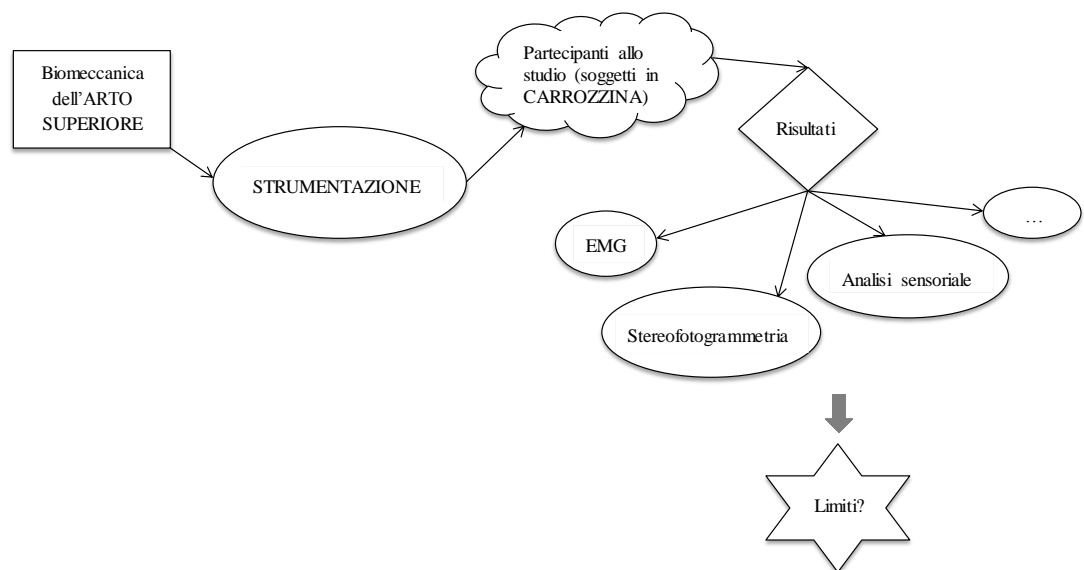
*Fig. i.1: flusso delle tappe fondamentali nella stesura della revisione.*

Nella realizzazione di tali tabelle si sono considerate:

- informazioni generali (referenze, autore, ecc.);
- caratteristiche dello studio (obiettivo, design, ecc.);

- caratteristiche dei partecipanti;
- esiti misurati;
- limiti;
- risultati.

Fondamentale è risultata inoltre la definizione di una mappa di concetti (Figura i.2) per facilitare il revisore a focalizzarsi su contenuti e orientarsi sui risultati da inserire. Prima di costruire tale mappa si è presa visione dell'intero materiale.



*Fig. i.2: mappa concettuale*



# Capitolo **1**

## Anatomia e biomeccanica della propulsione



## **1.1 BACKGROUND**

La variabilità nell'esecuzione e nell'acquisizione del gesto motorio dipende da una vasta gamma di fattori; questo lavoro si occupa dell'analisi strumentale relativa alle tecniche di acquisizione della propulsione su carrozzina.

Per ottenere parametri quantitativi gli autori si focalizzano sullo studio della biomeccanica utilizzando tecniche elettromiografiche, cinematiche e dinamiche. Nonostante le buone premesse, l'utilizzo di tali metodologie risulta ancora controverso a causa di incoerenza nello svolgimento di test e conseguenti risultati riportati nella letteratura.

Un gesto motorio, quale quello di propulsione, può essere interpretato mediante specifici modelli dinamici: variabili biomeccaniche (angoli, velocità e accelerazioni angolari, posizionamento dei marker, dati elettromiografici, ecc.) variano durante l'esecuzione del movimento, di conseguenza è necessaria la definizione di corretti sistemi di coordinate. In particolare durante un movimento ripetitivo e continuo nel tempo le variabili biomeccaniche mostrano un comportamento circa ciclico [2]. Il ripetersi del gesto (overuse) provoca **affaticamento muscolare** nell'arto superiore e ciò rappresenta la causa principale di infortunio per questa tipologia di pazienti (soggetti in carrozzina) [1].

Dal punto di vista meccanico, ossia quando si utilizza un elettromiografo, l'affaticamento muscolare è definito come un cambiamento del segnale a seguito di una contrazione sostenuta nel tempo che precede l'incapacità di protrarre lo sforzo richiesto (affaticamento meccanico) [3, 4, 5].

Come alternativa alla comune carrozzina, nell'intento di ridurre al minimo l'affaticamento, alcuni autori monitorano il reclutamento muscolare durante l'utilizzo di particolari mezzi: hand-bike e carrozzina a propulsione assistita [6, 7].

Uno dei limiti principali dell'analisi elettromiografica su soggetti con lesione spinale è rappresentato dal diverso utilizzo della muscolatura disponibile (anche in caso di medesimo livello lesionale). Il reclutamento muscolare è infatti necessario non solo per la propulsione vera e propria, ma anche per la stabilizzazione su carrozzina, permettendo così di imprimere la miglior spinta possibile con la muscolatura residua [1]. Relativamente alla stabilizzazione assume elevata importanza l'ergonomia della carrozzina; configurazioni diverse di carrozzina e piccoli accorgimenti assunti nei

singoli casi specifici possono infatti apportare notevoli miglioramenti e riduzione significativa del rischio di infortunio [8].

Poiché ogni soggetto con disabilità rappresenta un singolo irripetibile, con le proprie potenzialità e i propri disturbi, appare difficoltosa la stesura di protocolli da seguire per un eventuale confronto dei risultati tra studi differenti. Proprio la mancanza di standard specifici rappresenta una delle maggiori criticità. Da questa assenza ne consegue differente utilizzo di strumentazione e modalità di acquisizione; nel caso dell'elettromiografo non risulta infatti uniformità nel numero, posizionamento e dimensione degli elettrodi, così come per le frequenze di campionamento, che risultano le più variabili.

L'analisi statistica si dimostra uno strumento molto utilizzato per quantificare il comportamento del sistema locomotore durante la propulsione; queste misure sono così sfruttate dal clinico per descrivere le caratteristiche del soggetto. Anche in questo caso non vi sono test statistici privilegiati. Altra criticità è rappresentata dalla scelta del numero minimo di cicli/colpi di spinta da includere in tale analisi per ottenere risultati affidabili.

Circa il 70% dei disabili facenti uso di carrozzina lamenta dolori e presenta lesioni da usura agli arti superiori; questi sono essenzialmente causati da carichi elevati che si registrano durante la fase di spinta e dalla bassa efficacia meccanica del dispositivo, legata alla difficoltà dei pazienti di imprimere una forza perfettamente tangenziale alla ruota [1]. Il movimento di spinta è infatti piuttosto inefficiente dal punto di vista biomeccanico. Alcuni autori hanno dimostrato che una spinta efficiente risulta meccanicamente poco efficace; la complessa serie di adattamenti a cui il paziente va incontro rende, infatti, il movimento vantaggioso dal punto di vista fisiologico ma imperfetto da quello biomeccanico [9, 10, 11].

Le principali patologie che derivano da tale sovraccarico si suddividono in **impingement sub-acromiale** per alterata distribuzione degli stress (patologia più diffusa), incremento dei valori pressori all'interno dell'articolazione gleno-omeroale, lesioni di cuffia dei rotatori, tendiniti, osteoartrosi e necrosi della testa omerale [1]. Variabili fondamentali nel prevenire tali deficit risultano essere ergonomia della carrozzina, punto di applicazione della spinta sulla ruota, orientamento di scapola e omero nel determinare lo spazio acromiale, picchi di carico, forze e momenti

articolari in gioco e, in secondo luogo, abilità e caratteristiche personali del soggetto (tecnica propulsiva, livello lesionale, funzionalità residua, età, ecc.) [1].

Risulta dunque fondamentale una valutazione cinematica e dinamica delle articolazioni scapolo-toracica e gleno-omeroale durante la propulsione.

Nonostante la spinta della sedia a rotelle sia oggetto di studio da circa quarant'anni, non esiste ancora un protocollo validato a livello internazionale per l'analisi cinematica e dinamica di tale gesto motorio [1].

Nell'analisi cinematica si sfruttano principalmente due tipologie di strumentario: stereofotogrammetria e analisi sensoriale. Per quanto riguarda l'analisi stereofotogrammetrica non si riscontra uniformità nel numero e posizionamento dei marker da applicare su punti di repere anatomico dei soggetti in esame; relativamente all'utilizzo di sensori, questi, meno ingombranti e più semplici nella preparazione, hanno come principale limite componenti magnetiche di costruzione che possono produrre interferenze in prossimità di parti metalliche (es.: carrozzina) [12, 13]. Nello studio della cinematica risulta inoltre rilevante la definizione di un sistema di riferimento. Scegliere il corretto sistema di coordinate risulta infatti essere un processo complesso e laborioso: si definiscono segmenti a partire da movimenti fisiologici di base e, su ogni segmento, viene collocato un sistema di coordinate. Per stabilire quali segmenti corporei considerare si sfruttano particolari modelli 3-D (modelli dinamici inversi) [14]. Dalla letteratura visionata emergono diverse tipologie di modelli che si differenziano prevalentemente per numero di segmenti e articolazioni considerate.

Per lo studio della dinamica di propulsione la tecnologia più sfruttata prevede l'utilizzo di "SmartWheel", speciali carrozzine dotate di un dispositivo meccanico per la registrazione di dati. Tale dispositivo è collocato generalmente su un solo lato della carrozzina utilizzata nello svolgimento del test; un possibile limite è dunque rappresentato dal lieve sbilanciamento apportato dal dispositivo alla carrozzina, influenzando così le fasi di propulsione del soggetto.

Per quanto riguarda l'elaborazione dati, anche qui, non si riscontra omogeneità in quanto i software utilizzati sono molteplici.

Infine, tutti gli studi, vista la difficoltà nell'eseguire prove real-time su questa categoria di pazienti, utilizzano particolari carrozzine progettate per essere applicate

su treadmill (tapis-roulant). Ciò comporta un'alterazione del movimento osservato, poiché testa, braccia e tronco sono all'origine di un momento propulsivo non trascurabile durante le fasi della propulsione (spinta e recupero), i cui effetti appaiono solo in condizioni normali [1].

Con l'obiettivo di riassumere applicazioni biomeccaniche e analizzare soluzioni riguardanti approcci metodologici proposti da vari autori, in questa revisione sistematica si riporta una valutazione critica della letteratura sull'utilizzo di strumentazioni e metodologie per l'acquisizione del gesto propulsivo.



## **1.2 ANATOMIA DELL'ARTO SUPERIORE**

### **1.2.1 ANATOMIA DELLA SPALLA**

La spalla è l'articolazione più complessa del corpo umano con il più grande range of motion (ROM) che permette di posizionare la mano in ogni punto dello spazio. È formata da quattro articolazioni e cinque gruppi ossei; poiché possiede elevata libertà di movimento risulta essere anche una delle articolazioni più instabili. Per tenere ben salda l'intera articolazione sono presenti una serie di muscoli e legamenti. In particolare la spalla è formata da una sorta di livelli in cui il più profondo è costituito da ossa e articolazioni, il livello successivo si avvale di legamenti e, in successione, tendini, muscoli e nervi.

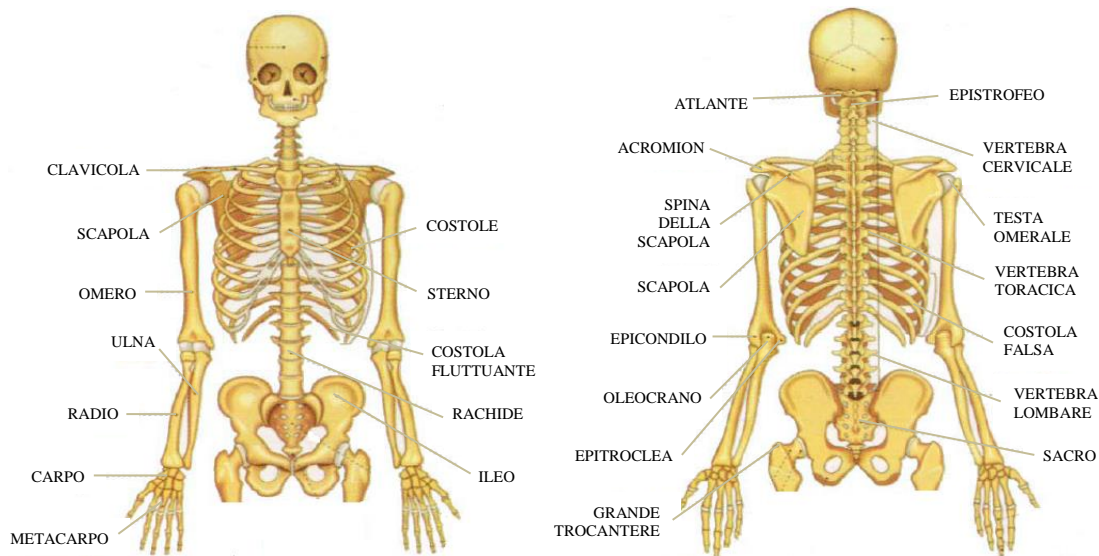
Le principali **ossa** della spalla comprendono omero, scapola e clavicola. La clavicola è la sola componente ossea che funge da connessione tra tronco e arto superiore; si articola ad una estremità con lo sterno, all'altra con l'acromion. La scapola è un osso piatto, triangolare con tre processi definiti acromion, spina e processo coracoidale. Scapola e omero sono connessi mediante una testa (testa omerale) e una cavità (cavità glenoidale).

L'articolazione di spalla, come anticipato, è formata da quattro articolazioni:

- gleno-omerale;
- acromion-claveare;
- sterno-claveare;

- scapolo-toracica.

La stabilità dell'articolazione gleno-omeroale, solamente appoggiata, non incastrata, è la più critica ed è garantita da muscoli e legamenti della cuffia dei rotatori.



**Fig. 1.1:** rappresentazione di ossa e articolazioni dell'arto superiore

I **legamenti** sono tessuti molli che connettono ossa-ossa, prendendo così nome dall'articolazione a cui fanno riferimento. Avremo perciò quattro legamenti:

- gleno-omeroale (GHL);
- coraco-acromiale (CAL);
- coraco-claveare (CCL);
- omeroale trasverso (THL).

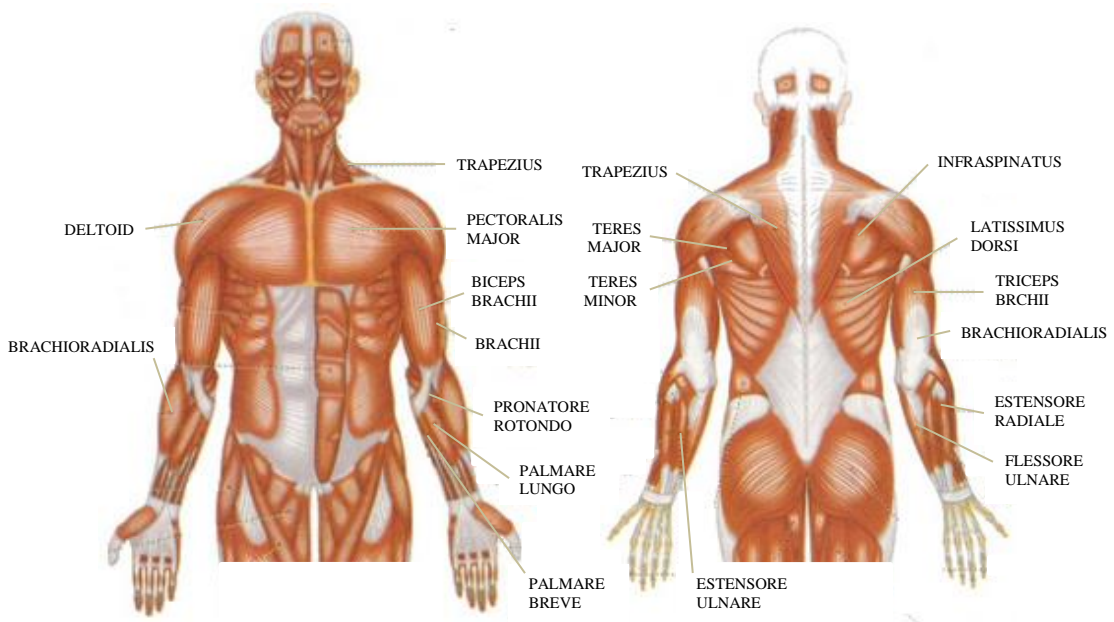
I **tendini** sono estensioni dei muscoli connessi alle ossa e prendono il nome del muscolo a cui sono collegati; per quanto riguarda i muscoli della cuffia abbiamo, ad esempio, il tendine *subscapularis*, *supraspinatus*, *infraspinatus*, *teres minor*; solitamente il *supraspinatus* risulta il tendine più affetto da problemi, sia per overuse che per trauma.

I **muscoli** di spalla connettono scapola e clavicola a tronco ed estremità prossimale di omero. I principali sono i quattro muscoli della cuffia dei rotatori: *subscapularis*, *supraspinatus*, *infraspinatus*, *teres minor* che connettono la scapola all'omero fornendo supporto all'articolazione gleno-omeroale.

Il *trapezius*, *levator scapulae* e *rhomboids* originano dalla base del cranio e connettono scapola e clavicola al tronco.

Il *pectoralis major*, *pectoralis minor*, *latissimus dorsi*, *teres major* e *deltoid* connettono l'estremità prossimale dell'omero al corpo.

I muscoli che dal braccio entrano nella spalla si dividono in flessori (anteriori) ed estensori (posteriori) e sono il *biceps brachii*, *triceps brachii*, *coracobrachialis*.



*Fig. 1.2: rappresentazione dei muscoli dell'arto superiore*

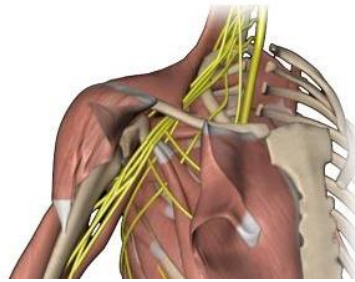
Tutti questi muscoli possono essere suddivisi in tre gruppi fondamentali (Tabella 1):

- muscoli superficiali;
- muscoli profondi;
- muscoli di spalla e braccio.

Livello	Nome	Origine	Inserzione	Funzione
Superficiali	Pectoralis major	Clavicola e regione sterno/costale	Solco intra-trabecolare omerale	Addurre e ruotare il braccio medialmente
	Trapezius	Ultime vertebre di colonna e cranio	Cresta della spina della scapola, clavicola e acromion	Elevare la spalla e ruotare la scapola
	Latissimus dorsi	Processo spinoso e ultime 3, 4 costole	Cavità inter-tubercolare di omero	Estendere, addurre e ruotare medialmente il braccio; sollevare e abbassare la spalla
	Deltoid	Cresta di spina della scapola, clavicola e processo acromiale	Tuberosità deltoideale di omero	Flettere e ruotare medialmente il braccio; addurre il braccio; estendere e ruotare il braccio lateralmente
Profondi	Pectoralis minor	Cassa toracica (III-V costola)	Processo coracoidale di scapola	Estendere costole per l'inspirazione e scapola avanti/indietro
	Subclavius	I costola	Cavità superficiale inferiore della clavicola	Estendere la spalla avanti/indietro e fissare la clavicola durante la circonduzione di spalla
	Levator scapulae	Processo di vertebra cervicale trasverso	Scapola	Elevare la scapola
	Rhomboid (major, minor)	Colonna vertebrale	Bordo mediale scapolare	Ritrarre ed elevare la scapola
	Teres major	Angolo inferiore di scapola (superficie posteriore)	Solco intra-trabecolare di omero	Estendere e ruotare medialmente l'omero
	Serratus anterior	Superficie esterna di 8-9 costole (prime)	Parte anteriore del bordo mediale di scapola	Spingere in avanti la scapola; ruotare la scapola per abduzione e flessione del braccio
Spalla e braccio	Biceps brachii	2 teste: un tubercolo sovra-glenoidale e il processo di scapola coracoidale	Regione mediale e tuberosità di avambraccio; tuberosità del radio	Flettere avambraccio e, debolmente, braccio
	Triceps brachii	3 teste: il tubercolo infra-glenoidale e la superficie di omero posteriore-superiore posteriore-inferiore	Oleocrano dell'ulna	Estendere l'avambraccio; estendere e addurre l'omero
	Coracobrachialis	Punta del processo coracoidale	Superficie mediale di omero	Addurre debolmente il braccio; collabora alla stabilizzazione dell'omero
Cuffia dei rotatori	Supraspinatus	Supraspinatus fossa	Faccia superiore del tubercolo di omero	Flettere debolmente e addurre il braccio; estendere l'omero sopra la fossa glenoidea; evitare che il deltoide spinga l'omero contro l'acromion
	Infraspinatus	Infraspinatus fossa	Parte centrale della faccia della grande tuberosità omerale	Estendere omero attorno alla fossa glenoidea; addurre e ruotare lateralmente il braccio
	Teres minor	Bordo posteriore di scapola	Tra faccia inferiore della grande tuberosità di omero e capsula articolare	Ruotare lateralmente e addurre debolmente il braccio
	Subscapularis	Subscapular fossa	Tra tuberosità minore di omero e capsula articolare	Ruotare medialmente il braccio; stabilizzare l'articolazione gleno-omerale

**Tab. 1:** *anatomia muscolare e biomeccanica dell'articolazione di spalla.*

I **nervi** passano tutti sotto il braccio, attraverso l'ascella e si definiscono *brachial plexus* (prima di suddividersi nei singoli nervi).



*Fig. 1.3: rappresentazione del brachial plexus*

I nervi trasportano i segnali dal cervello ai muscoli. Problemi ai nervi sono piuttosto rari se paragonati ad altre problematiche di spalla; ad ogni modo i più a rischio sono:

- *axillary nerve*, supporta il muscolo *deltoid* (a rischio durante lussazioni);
- *long thoracic nerve*, supporta il muscolo *serratus anterior*;
- *suprascapular nerve*, supporta i muscoli *supraspinatus* e *infraspinatus*;
- *musculocutaneous nerve*, supporta il muscolo *biceps brachii* [15].

### 1.2.2 ANATOMIA DEL GOMITO

Il gomito è l'articolazione che collega braccio ed avambraccio, ha due gradi di libertà (cerniera) e i movimenti che possono essere esercitati su di esso sono flessione/estensione, pronazione/supinazione.

Ciascuna articolazione a cerniera è costituita da un legamento di sostegno laterale che viene posto in tensione sia nella flessione che nell'estensione, limitando i movimenti non richiesti. In corrispondenza della faccia interna ed esterna della capsula articolare ci sono due robusti legamenti: il legamento collaterale mediale (ulnare) e il legamento collaterale laterale (radiale). Ad articolazione estesa vengono posti in tensione i legamenti anteriori, ad articolazione flessa quelli posteriori. Sebbene venga trattata come un'unica articolazione, in essa è possibile riconoscere tre distinte articolazioni, accomunate da un'unica **capsula** e un'unica cavità articolare:

- articolazione omero-radiale;
- articolazione omero-ulnare;
- articolazione radio-ulnare prossimale.

La capsula origina dall'epifisi distale dell'omero seguendo una linea arcuata che



dall'epicondilo si porta al margine superiore della fossetta olecranica, per poi ridiscendere all'epitroclea e alla sua superficie inferiore; da qui si continua allo stesso modo lungo il margine superiore della fossetta coronoidea e della fossetta radiale per poi ridiscendere verso l'epicondilo e alla sua superficie inferiore. Quindi la capsula si inserisce sull'ulna, al margine della cartilagine articolare dell'incisura semilunare e sul collo della testa del radio. Infine la capsula si chiude inferiormente tra ulna e radio, tendendosi tra i margini dell'incisura radiale dell'ulna e quelli della circonferenza articolare della testa del radio.

Vari **legamenti** intrinseci provvedono a rinforzare la capsula, i principali sono:

- legamento anulare del radio;
- legamento collaterale mediale (ulnare);
- legamento collaterale laterale (radiale);
- legamento quadrato;
- legamento arciforme.

I **muscoli** che prendono origine o che si inseriscono a livello del gomito sono numerosi e si dividono nei seguenti gruppi:

- muscoli epicondiloidei, che originano dall'epicondilo omerale e permettono i movimenti di estensione delle dita e del polso;
- muscoli epitrocleari, che originano dall'epitroclea e permettono i movimenti di pronazione dell'avambraccio e di flessione delle dita e del polso;
- *biceps brachii* e *triceps brachii* che permettono rispettivamente il movimento di flessione/estensione del gomito [11].

### 1.2.3 ANATOMIA DEL POLSO

L'articolazione radio-carpica (o radio-carpale) è una condiloartrosi cui prendono parte il radio dal lato prossimale e le ossa del carpo dal lato distale. L'ulna non entra direttamente nel gioco articolare in quanto fra la sua estremità inferiore e le ossa del carpo si trova il disco articolare. I mezzi di unione sono dati dalla capsula articolare provvista di **legamenti** di rinforzo (legamenti radio-carpici che si distinguono in volare, dorsale e collaterali). I complessi movimenti permessi alla mano sono il

risultato del succedersi ravvicinato di più articolazioni mobili che, instaurandosi tra le ossa che compongono la mano stessa, permettono di distinguerne più segmenti. Si contano nella mano 27 ossa in tutto, divise tra ossa del carpo (8), del metacarpo (5) e le falangi delle dita (14). In base al segmento della mano considerato si distinguono:

- articolazioni del polso;
- articolazioni del carpo;
- articolazioni del metacarpo;
- articolazioni delle dita.

Per quanto riguarda biomeccanica e cinematica di tale complesso articolare si distinguono tre tipi di movimento: flessione/estensione lungo l'asse trasversale; adduzione (inclinazione ulnare) ed abduzione (inclinazione radiale) lungo l'asse antero/posteriore; pronazione/supinazione (rotazione della mano) attorno all'asse longitudinale dell'avambraccio.

Nel movimento di flessione/estensione, dove sono sollecitati i legamenti volare e dorsale, si ha un'ampiezza complessiva di  $170^\circ$ , di cui  $85^\circ$  di estensione e  $85^\circ$  di flessione. Nel movimento di abduzione/adduzione, dove sono sollecitati i legamenti collaterali, si ha un'ampiezza complessiva di circa  $60^\circ$ , di cui  $15^\circ$  di abduzione e  $45^\circ$  di adduzione. Infine nel movimento di pronazione/supinazione si raggiunge un'ampiezza complessiva di  $175^\circ$ , di cui  $85^\circ$  di pronazione e  $90^\circ$  di supinazione.

I **muscoli** del polso si suddividono in quattro gruppi:

- muscolo cubitale anteriore;
- muscolo cubitale posteriore;
- muscoli palmari grande e piccolo;
- muscoli radiali;

Nella flessione del polso intervengono i muscoli del primo e terzo gruppo; nella estensione intervengono i muscoli del secondo e quarto gruppo; nell'abduzione intervengono i muscoli del primo e secondo gruppo; nell'adduzione intervengono i muscoli del terzo e quarto gruppo.

I muscoli della supinazione sono supinatore breve e *biceps brachii*, mentre i muscoli della pronazione sono pronatore quadrato e pronatore rotondo. I movimenti di

flessione/estensione e adduzione/abduzione combinati tra loro permettono il movimento di circonduzione. Si tratta, quindi, di un movimento che si effettua simultaneamente in rapporto ai due assi dell'articolazione del polso [17].



### 1.3 ANATOMIA DELLA COLONNA VERTEBRALE

Si definisce colonna vertebrale (o spina dorsale o rachide) la porzione dello scheletro che costituisce l'asse di sostegno del tronco. È formata da una serie di **strutture ossee** sovrapposte, le vertebre, che si articolano fra loro. Tra i corpi vertebrali è interposto un disco cartilagineo intervertebrale.

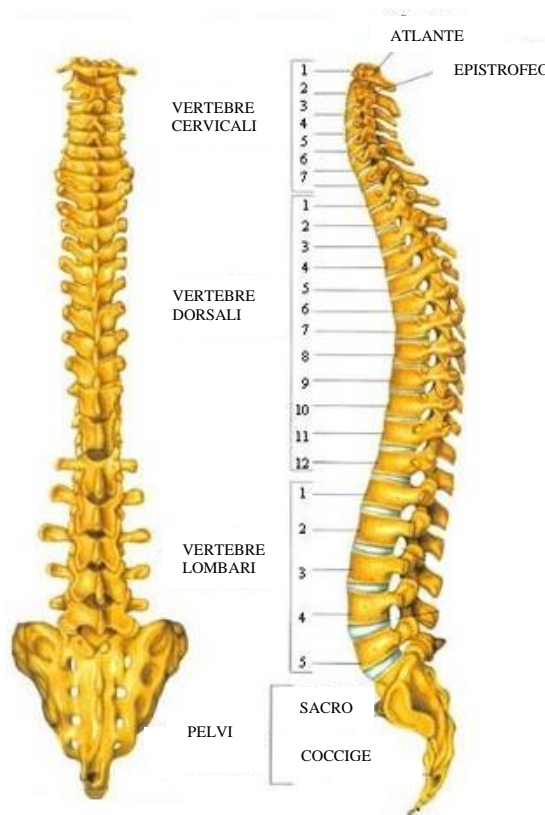
La colonna vertebrale è composta da 33/34 vertebre; essa è situata nel piano mediano del corpo, vicino alla superficie dorsale del tronco; la sua compattezza è assicurata da numerosi legamenti oltre che dalle articolazioni tra vertebra e vertebra.

Nella colonna vertebrale sono distinguibili cinque regioni:

- regione cervicale, formata da 7 vertebre, di cui le prime due (*Atlante* ed *Epistrofeo*) risultano particolarmente differenziate per consentire i movimenti della testa;
- regione dorsale, comprendente 12 vertebre, articolate con le coste;
- regione lombare, composta da 5 vertebre;
- regione sacrale, formata da 5 vertebre;
- regione coccigea, comprendente 4 o 5 vertebre.

Benché la colonna vertebrale abbia direzione verticale non per questo è rettilinea; presenta infatti curvature in senso antero/posteriore. Partendo dall'alto abbiamo: nel rachide cervicale una curvatura a convessità anteriore (atteggiamento definito lordosi) che gradualmente viene sostituita da una curva nel tratto dorsale a convessità posteriore (atteggiamento definito cifosi), la quale trapassa in una nuova curva a convessità anteriore (lordosi a sede lombare). A livello dell'articolazione con il bacino si ha una flessione in avanti con la concavità finale sacrococcigea. Il motivo ultimo di queste curvature risiede nella necessità di mantenere nella stazione eretta un appiombamento perfetto, anche in relazione al peso dei visceri, specie

addominali, che tendono a cadere in avanti. Può infine presentare curvature sul piano frontale, dette scoliosi.



*Fig. 1.4: anatomia della colonna vertevbrale.*

La sovrapposizione di una vertebra all'altra fa sì che i fori vertebrali, compresi tra la parte anteriore (corpo) e quella posteriore (arco) di ogni vertebra, vengano a costituire un canale (canale midollare) che comunica in alto con la cavità cranica attraverso il foro occipitale e termina a livello dell'osso sacro. Esso presenta disomogeneità in quanto è più largo nei tratti maggiormente sottoposti a movimenti e accoglie il midollo spinale. Sui due lati il canale midollare si apre in corrispondenza dei fori intervertebrali, attraverso i quali passano i **nervi spinali** e i corrispondenti vasi sanguigni.

Le zone di maggiore movimento sono la parte cervicale a livello delle ultime vertebre cervicali e la parte lombare a livello delle ultime vertebre dorsali/prime lombari. Il rachide cervicale è più mobile rispetto al rachide lombare, mentre il tratto dorsale si può considerare pressoché immobile. Proprio grazie alle due cerniere, cervicale e lombare, possono essere eseguiti ampi movimenti di flessione, estensione,

inclinazione da un lato e dall'altro, flessione, ecc.

Vari **muscoli** trovano inserzione sul rachide: i muscoli che si allacciano alla cintura scapolare e all'omero costituiscono lo strato muscolare più superficiale; essi sono il *trapezius*, il *latissimus dorsi*, il *rhomboid* e il *levator scapulae*.

Al di sotto di essi si trovano i muscoli che dalla colonna vertebrale si portano alle coste: sono il *serratus posterior, superior* ed *inferior*.

Il piano più profondo è costituito dai muscoli propri della regione dorsale: i muscoli del collo, della testa, il muscolo sacrospinale, il muscolo spinale, il muscolo trasverso spinoso, i muscoli interspinali, intertrasversali e i suboccipitali [18].

### 1.3.1 PATOLOGIE DELLA COLONNA VERTEBRALE

Le alterazioni delle curvature della colonna vertebrale non sono le sole patologie che possono interessare questa parte fondamentale dello scheletro umano. I processi patologici a carico della colonna vertebrale sono infatti vari e numerosi: possono interessare la colonna vertebrale nel suo complesso oppure un suo tratto o addirittura un singolo costituente.

Gravi patologie che possono interessare la colonna sono ad esempio la spina bifida, la spondiloschisi, l'emispondilia, ecc.; tali processi possono indebolire la funzione di sostegno della colonna vertebrale causando deformazioni di vario grado.

Un gruppo molto importante di frequenti lesioni della colonna vertebrale è quello dovuto ai traumi che possono provocare contusioni, distorsioni, lussazioni, fratture parziali o totali. La gravità di una frattura o di una lussazione del rachide è legata direttamente agli stretti rapporti con il midollo e le radici nervose; ogni lesione midollare o delle radici ha come conseguenza la paralisi di gruppi muscolari e alterazioni della sensibilità. In tal senso si parla di fratture amieliche quando non si accompagnano a lesioni del midollo e delle radici e di fratture mieliche quando, viceversa, sia presente tale lesione. La comparsa di una lesione midollare è sempre gravissima perché nella maggior parte dei casi è irreversibile.

Altre patologie della colonna vertebrale sono le alterazioni del disco intervertebrale; tra queste la più importante è l'ernia del disco, caratterizzata dalla protrusione del suo nucleo polposo verso il canale midollare e la discoartrosi, che si realizza a partire

da una disidratazione del nucleo polposo, provocando una diminuzione in altezza del disco [18].



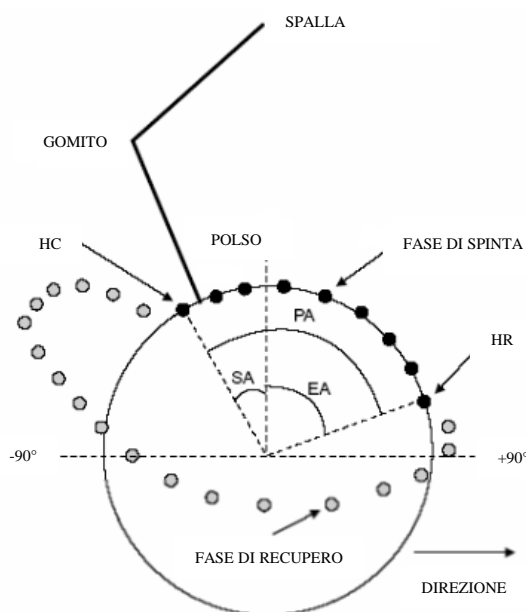
#### **1.4 BIOMECCANICA DELLA PROPULSIONE**

L'utilizzo della carrozzina porta ad alterazioni biomeccaniche che giocano un ruolo fondamentale nel provocare squilibrio muscolare e dolore.

Come già accennato precedentemente occorre distinguere due fasi nel gesto della locomozione: spinta e recupero. Durante la prima fase le mani sono in contatto con la ruota e ne seguono, in parte, il moto circolare. Per il movimento della ruota occorre imprimere una forza tangente verso l'alto, tra inizio e metà della spinta e una verso il basso, dalla metà alla fine del movimento. La prima fase richiede flessione del gomito, la seconda estensione [19]. Il gomito, seguendo il moto del cerchione, almeno inizialmente dovrebbe esercitare una forza contraria al suo allungamento; ciò risulta svantaggioso e quindi si tende ad applicare una spinta verso il basso non tangente al cerchione, ripristinando così una perfetta congruenza tra contrazione muscolare e cinematica articolare [20]. Un ulteriore contributo di spinta è esercitato dal polso; è comunque indubbio che le maggiori sollecitazioni sono presenti nell'articolazione di spalla. In particolare il graduale cambiamento della forza tangente applicata alla ruota sembra avere un effetto dannoso sulla cuffia dei rotatori (alla fine del movimento tale forza causa sull'omero una spinta verso l'alto, contribuendo a destabilizzare pericolosamente l'articolazione gleno-omeroale) [1].

Dal punto di vista cinematico, l'omero è inizialmente posizionato a circa  $60^\circ$  posteriormente al piano verticale, muovendosi successivamente in avanti fino a raggiungere un angolo di circa  $20^\circ$ . All'inizio l'elevazione è massima, poi diminuisce arrivando ad un valore minimo in corrispondenza della fase di ritorno; l'omero rimane ruotato internamente durante tutto il movimento presentando un'ampia escursione angolare da circa  $75^\circ$  (inizio della spinta) a  $20^\circ$  (inizio del recupero). Il gomito rimane flesso per tutta la fase di spinta; precisamente, partendo da una angolazione di circa  $60^\circ$ , la sua flessione aumenta gradualmente finché la mano non assume la posizione più distante dal terreno, per diminuire e raggiungere il

valore minimo in corrispondenza della zona di transizione con la fase di recupero [21]. I movimenti di spalla, gomito e mano sono inoltre accompagnati dalla rotazione dell'avambraccio che diminuisce progressivamente fino a raggiungere un minimo nella fase di recupero.



**Fig. 1.5:** movimento di propulsione e parametri tecnici: HC contatto mano ruota, SA angolo di inizio spinta, EA angolo di fine spinta, PA angolo di spinta, HR angolo di rilascio (recupero).

Dal punto di vista muscolare, durante la spinta, agiscono principalmente *anterior deltoid*, *pectoralis major* e *biceps brachii*. L'attivazione si ha già verso la fine della fase di recupero con picchi di carico intorno al 10% della fase di spinta. Viceversa, l'attività del *triceps brachii* risulta piuttosto modesta inizialmente durante tale fase, per poi aumentare progressivamente fino al momento del rilascio della mano [22]. La disattivazione avviene nella fase finale di spinta, dove i muscoli della fase di recupero cominciano ad agire; questi sono principalmente *medius* e *posterior deltoid*, seguiti da *subscapularis*, *supraspinatus* e *medius trapezius* [3, 22].

# Capitolo **2**

Revisione sistematica  
della letteratura



## 2.1 METODI

### 2.1.1 STRATEGIA DI RICERCA

La ricerca online relativa alla valutazione strumentale della propulsione su carrozzina è stata svolta da un singolo ricercatore nel mese di novembre 2012.

I database, in lingua inglese, su cui si è svolta la ricerca sono stati:

- “PubMed”;
- “Google Scholar”;
- “ScienceDirect”;
- “Journal of Biomechanics”.

Di conseguenza, anche le parole chiave utilizzate nella ricerca comprendono esclusivamente termini in inglese:

- *wheelchair propulsion*;
- *wheelchair emg*;
- *wheelchair motion capture system*;
- *wheelchair accelerometers*;
- *wheelchair inertials motion tracking*.

Degli articoli più rilevanti, ossia articoli che dopo la lettura di titolo e abstract risultavano più opportuni, sono state analizzate anche le liste dei riferimenti bibliografici per individuare eventuali articoli interessanti.

### 2.1.2 CRITERI DI INCLUSIONE

Inizialmente per valutare l'importanza dell'articolo si è considerato titolo e abstract. Lo studio è incluso in questa revisione se investiga sugli effetti della biomeccanica dell'arto superiore acquisita mediante sistemi di analisi elettromiografici, stereofotogrammetrici e sensoriali. In particolare sono stati esaminati articoli ingegneristici, oltre che clinici, in cui fossero presenti dati quantitativi.

I criteri di inclusione prevedono inoltre che i soggetti esaminati siano tutti umani (no manichini o animali), non affetti da dolore o patologie dell'arto superiore e, possibilmente, con lesione spinale bassa (paraplegia), tale da non influenzare significativamente l'efficienza dell'arto superiore.

### 2.1.3 ESTRAZIONE DATI

L'estrazione di dati è stata sviluppata considerando precedenti revisioni sistematiche della letteratura basate su argomenti simili [23, 24, 25]. Gli elementi estratti sono stati selezionati per dare una prospettiva generale di ogni articolo.

I dati raccolti contengono una dettagliata descrizione analitica delle metodiche utilizzate e dei principali risultati ottenuti (Tabella 2.1). In particolare si è posta attenzione su introduzione, popolazione, strumentazione, metodologie, risultati, limiti e conclusione di ogni articolo.

Rif.	Autore	Pubbl.	Soggetti	Strumentazione	Analisi
6	Ursina Arnet et al.	2012	8	Elettromiografo di superficie. Modello dinamico inverso. SmartWheel. Stereofotogrammetria	Attività muscolare e forze articolari
7	Marieke G. M. Kloosterman et al.	2012	9	Elettromiografo di superficie. Sensori piezoelettrici. SmartWheel. Stereotogrammetria	Attività muscolare e biomeccanica della spalla
12	Shashank Raina et al.	2012	18	Sensori di forza. Sistemi elettromagnetici	Dinamica e cinematica scapolare
13	LM Riek et al.	2008	5	Dispositivi elettromagnetici	Determinazione di cinematica articolare di spalla durante attività quotidiana
14	Sarah R. Dubowsky et al.	2008	3	Elettromiografo di superficie. Modello dell'arto superiore. Stereofotogrammetria	Cinematica, cinetica e attività muscolare per la definizione e validazione di un nuovo modello muscolo-scheletrico per la propulsione su carrozzina
22	Sara J. Mulroy et al.	1996	17	Elettromiografo di superficie	Attività muscolare
26	Andrew M. Kwarciaak et al.	2010	31	Sensori di forza.	Registrazione dell'hand-rim
27	Jeffery W. Rankin et al.	2011	12	Elettromiografo di superficie. Modello dinamico diretto	Attività muscolare e studio della potenza meccanica del singolo muscolo durante la propulsione
28	Sarah R. Dubowsky et al.	2009	11	Elettromiografo di superficie. SmartWheel. Sensori di forza. Stereofotogrammetria	Attività muscolare, cinematica e cinetica dell'arto superiore
29	Jennifer L. Collinger et al.	2008	61	SmartWheel. Sensori di forza. Modello dinamico inverso. Stereofotogrammetria	Cinematica e dinamica di spalla durante propulsione a diverse velocità
30	Angel Gil-Agudo et al.	2010	51	Modello dinamico inverso. Stereofotogrammetria	Forze e momenti dell'arto superiore
31	N. Louis and P. Gorce	2010	20	Elettromiografo di superficie. Stereofotogrammetria	Attività muscolare e cinemtica dell'arto superiore
32	Jeffery W. Rankin et al.	2012	13	Elettromiografo di superficie. Modello dinamico diretto	Attività muscolare e valutazione della dinamica durante differenti condizioni di propulsione
33	Yen-Sheng Lin et al.	2012	23	Elettromiografo di superficie	Attività muscolare

34	Louise C. Masse et al.	1992	6	Elettromiografo di superficie. Stereofotogrammetria	Attivazione muscolare e biomeccanica per diverse configurazioni di carrozzina
35	SM Bernasconi et al.	2007	8	Elettromiografo di superficie	Attività muscolare durante esecuzione di esercizi
36	Y. Tai Wang et al.	1994	6	Elettromiografo di superficie	Attività muscolare
37	Yu-Sheng Yang et al.	2012	36	SmartWheel. Stereofotogrammetria	Cinematica e cinetica dell'effetto della seduta sulla propulsione
38	Melissa M. B. Morrow et al.	2011	12	Modello dell'arto superiore. Stereofotogrammetria	Cinematica delle articolazioni scapolo-toracica e gleno-omeroale
39	Guillaume Desroches et al.	2010	9	Modello dinamico inverso. Sensori di forza. SmartWheel. Stereofotogrammetria	Angoli, momenti e velocità angolare delle articolazioni dell'arto superiore
40	S. van Drongelen et al.	2011	17	Modello muscolo-scheletrico	Determinazione di forze e momenti delle articolazioni acromion-claveare, sterno-claveare e gleno-omeroale
41	Melissa M. B. Morrow et al.	2009	-	-	Cinetica articolare dell'arto superiore

**Tab. 2.1:** estrazione dati.

### 2.1.4 PROTOCOLLO DI QUALITA'

La valutazione qualitativa della revisione sistematica in esame è stata effettuata in concomitanza con l'estrazione di dati per ridurre l'opinione del ricercatore al minimo.

Per effettuare tale verifica esistono specifiche check-list (serie di quesiti) che aiutano nella valutazione degli studi in esame. Sfortunatamente non è stato rilevato alcun pacchetto di domande di valutazione per questo tipo studio; è stato allora sviluppato un protocollo di domande basato su revisioni sistematiche precedenti [23, 24] di simili argomentazioni (Tabella 2.2). Il protocollo consiste di 14 domande che riguardano i principali obiettivi della ricerca; un sistema di punteggio è stato sviluppato per fornire una panoramica generale di ogni articolo. Per ogni domanda del questionario è assegnato un punteggio pari a:

- 2 = sì;
- 1 = dettagli limitati;
- 0 = no.

La qualità di uno studio è considerata sugli aspetti del design dello studio, dei metodi, delle strumentazioni utilizzate, del reclutamento, dell'esecuzione dei test e della completezza degli studi.

**Domande**

1. L'obiettivo dello studio è espresso chiaramente?
2. La tipologia dello studio è specificata?
3. Le caratteristiche dei partecipanti sono adeguatamente definite?
4. La metodologia di scelta dei campioni è accuratamente definita?
5. Il numero di soggetti scelti nello studio è giustificato?
6. La posizione di markers ed elettrodi è chiaramente descritta?
7. La scelta delle variabili è giustificata?
8. Le strumentazioni scelte sono adeguatamente descritte?
9. La tecnica analitica è chiaramente descritta?
10. I metodi di analisi statistica sono correttamente utilizzati?
11. I risultati principali dello studio sono descritti chiaramente?
12. I risultati mostrati sono facilmente interpretabili?
13. I limiti dello studio sono specificati?
14. Le conclusioni sono descritte chiaramente?

**Tab. 2.2:** protocollo per valutazione della qualità.**2.2 RISULTATI****2.2.1 CAMPO DI RICERCA**

La ricerca iniziale, effettuata sui sopracitati database, ha fornito un totale di 86 articoli; oltre a questi, da un'analisi dei riferimenti bibliografici degli articoli più pertinenti, si sono considerati altri 33 articoli. Dopo l'applicazione dei criteri di inclusione sono stati selezionati 22 articoli relativi alla valutazione strumentale della propulsione su carrozzina.

I dettagli degli articoli visionati sono riportati in Tabella 2.1 e 2.3.

Rif.	Autore	Limiti	Conclusioni
6	Ursina Arnet et al.	Il modello dinamico inverso è stato ottenuto da misurazioni su cadavere. L'handbike utilizzata è standard, ossia unica per tutti i soggetti esaminati. I sensori sono stati applicati solamente sulla parte sinistra del corpo dei soggetti (assumendo dunque che le forze applicate a sinistra siano uguali alle forze applicate a destra). I soggetti non raggiungono medesimi valori di potenza nei due tests.	L'applicazione continua di forze, ma di minore intensità, durante handcycling risulta meno dannosa rispetto alla comune propulsione su carrozzina.
7	Marieke G. M. Kloosterman et al.	Lo studio è condotto su pazienti normodotati.	Lo studio mostra come la propulsione assistita possa realmente ridurre fattori di rischio relativi a infortuni di spalla.

12	Shashank Raina et al.	Per lo studio è stato utilizzato un basso numero di soggetti. La carrozzina utilizzata, oltre che unica (standard), è realizzata con materiale non metallico per evitare interferenze con sensori magnetici. L'introduzione di analisi elettromiografica nello studio sarebbe stata maggiormente esplicativa nel capire cosa avviene dal punto di vista muscolare durante il movimento.	Aumentando la forza di propulsione la scapola si muove di tilt anteriormente, ruota e si protrae inferiormente; tali movimenti riducono lo spazio sub-acromiale. All'aumentare del carico si notano dunque significativi cambiamenti nella cinematica scapolare. Questo studio mostra una significativa correlazione tra movimenti scapolari e sviluppo di patologie di spalla.
13	LM Riek et al.	Numero di soggetti paraplegici in esame piuttosto basso. I carichi agenti sugli arti superiori non sono stati calcolati ma estratti da studi precedenti.	Lo studio suggerisce che effettuare specifiche attività (allenamento) o apportare modifiche alla propria tecnica di propulsione preserva l'integrità di spalla.
14	Sarah R. Dubowsky et al.	-	Lo studio mostra come il modello realizzato sia effettivamente efficace nella valutazione della propulsione su carrozzina minimizzando le forze articolari.
22	Sara J. Mulroy et al.	-	Lo studio riporta che i muscoli maggiormente vulnerabili risultano essere <i>pectoralis major</i> , <i>supraspinatus</i> e i muscoli attivi durante la fase di recupero.
26	Andrew M. Kwarciak et al.	-	Lo studio mostra come effettuare tests su treadmill (tests di laboratorio) sia equivalente ad effettuare tests in normali condizioni di propulsione.
27	Jeffery W. Rankin et al.	I movimenti del tronco al di là del piano sagittale non sono considerati. Per ridurre la complessità del modello per la simulazione si sono considerate fisse articolazioni di polso e dita della mano. I tests sono stati eseguiti su treadmill che non riproduce fedelmente la propulsione su carrozzina.	La simulazione proposta in tale studio evidenzia come la muscolatura di spalla, specialmente <i>pectoralis major</i> e <i>infraspinatus</i> , risultino più suscettibili a fatica e dunque a maggiore rischio di lesione. Causa di ciò è la duplice funzione svolta: generare potenza per la spinta e stabilizzare l'articolazione gleno-omeroale.
28	Sarah R. Dubowsky et al.	Possibili errori umani nel riconoscimento della contrazione massima volontaria (che esprime il picco di spinta). I dati sono registrati mediante elettromiografo e sono ottenuti con diverse modalità di analisi.	I muscoli agiscono da stabilizzatori articolari e il loro reclutamento determina ampiezza e direzione della forza articolare risultante. Per esercitare tale forza occorre una elevata energia; tale energia porta ad affaticamento, il quale gioca un ruolo essenziale nell'aumento del rischio di lesione.
29	Jennifer L. Collinger et al.	Lo studio è svolto in laboratorio, non in normali condizioni di propulsione. I tempi di analisi cinematica sono brevi; un'analisi per tempi maggiori risulterebbe più appropriata. La strumentazione utilizzata presenta limiti: la SmartWheel ad esempio introduce una maggior resistenza oltre che essere unica (standard) per tutti i soggetti.	Lo studio analizza carichi articolari a diverse velocità. La prima variabile che influenza l'articolazione gleno-omeroale è il peso corporeo (dunque mantenere una corretta forma fisica può ridurre il rischio di infortuni). I picchi di forza si osservano quando il braccio è esteso e ruotato internamente, esponendo la spalla ad una posizione di massimo rischio.
30	Angel Gil-Agudo et al.	-	Lo studio indica che alla velocità di 3 Km/h non ci sono differenze significative dal punto di vista cinetico tra differenti gruppi di tetraplegici e paraplegici; la nota più rilevante evidenzia che per i tetraplegici si ha un maggior carico articolare per spalla, gomito e polso e un maggior momento di adduzione per spalla; questi fattori sottopongono tale gruppo di soggetti a un maggiore rischio di infortuni.
31	N. Louis and P. Gorce	-	Questo studio mostra differenze significative nel reclutamento muscolare durante la propulsione tra paraplegici e normodotati e come tali differenze si mantengano per diverse configurazioni della carrozzina.
32	Jeffery W. Rankin et al.	Il modello muscolo-scheletrico di questo studio prevede un'articolazione di polso fissa. Per investigare sulla influenza muscolare si prendono in considerazione cambiamenti significativi di sole tre variabili.	L'utilizzo di picchi di forza, frequenza di spinta e angoli di contatto come biofeedback influenza la richiesta muscolare; queste tre variabili non sono indipendenti. Minimizzare il picco di forza permette un minor sviluppo di potenza da parte del muscolo; minimizzare la cadenza e massimizzare l'angolo di contatto aumenta la potenza da parte del muscolo.

33	Yen-Sheng Lin et al.	-	Lo studio mostra come soggetti con più anni di esperienza sulla carrozzina, sottoposti a sforzo (propulsione della carrozzina) abbiano uno spazio sub-acromiale più ridotto, dunque vanno incontro a maggior rischio di impingement sub-acromiale; variabili biomeccaniche come forze articolari e posizione durante il gesto possono influire significativamente su tale condizione.
34	Louise C. Masse et al.	-	Informazioni relative a cinematica e analisi elettromiografica permettono di realizzare al meglio la carrozzina per ogni singolo soggetto. Lo studio evidenzia infatti come per una bassa seduta l'attività muscolare registrata sia minore rispetto ad una seduta più alta; per una tale seduta si osserva che la cinematica dell'arto superiore risulta più limitata. Una seduta di media altezza sembra consentire una minore frequenza di spinta. Direzione e posizione delle mani sulla ruota sono fondamentali.
35	SM Bernasconi et al.	-	I dati ottenuti mostrano che affaticamento e scarsa coordinazione muscolare contribuiscono a squilibri all'interno dell'articolazione di spalla aumentando il rischio di lesioni.
36	Y. Tai Wang et al.	-	I muscoli <i>posterior deltoid</i> , <i>biceps brachii</i> e <i>triceps brachii</i> risultano molto attivi durante il trasferimento da carrozzina ad altre sedute.
37	Yu-Sheng Yang et al.	Lo studio include solamente soggetti con basso livello di lesione; altezze di seduta simili per soggetti con livello di lesione maggiore non è clinicamente corretto (instabilità).	Usando un'altezza dello schienale inferiore a 40,6 cm, si ha maggiore grado di libertà nel movimento del braccio, aumento dell'angolo di spinta e minor frequenza di spinta diminuendo così il rischio di possibili lesioni da overuse.
38	Melissa M. B. Morrow et al.	A causa delle disabilità in gioco non tutti i soggetti possiedono punti di repere anatomico disponibili. Ai soggetti è stato chiesto di evitare il contatto mano-copertone durante la propulsione. L'analisi è stata effettuata in laboratorio, dunque non in condizioni comuni di propulsione. Lo studio non mostra nello specifico quali attività possono avere un errato effetto sulla cinematica scapolare	Quanto analizzato mostra come la scapola si trovi in una posizione critica per lo sviluppo di patologie quali impingement sub-acromiale.
39	Guillaume Desroches et al.	Basso numero di soggetti esaminati e utilizzo di un'unica carrozzina (standardizzazione) per tutti i soggetti.	Obiettivo dello studio è la descrizione della dinamica articolare dell'arto superiore durante la propulsione; i risultati confermano quanto ipotizzato inizialmente, ossia che la bassa efficienza meccanica di spinta dipende per buona parte dalla ricerca della migliore stabilizzazione.
40	S. van Drongelen et al.	I soggetti esaminati utilizzano una carrozzina standard; il non corretto posizionamento può influire pesantemente sui risultati. Un altro limite è rappresentato dal modello: questo infatti non considera la capsula articolare e i legamenti di trapezio, costole e clavicole.	Basandosi sul modello muscolo-scheletrico utilizzato in questo studio i momenti articolari si presentano come indice migliore per definire i carichi meccanici presenti sull'articolazione acromion-claveare. Inoltre l'applicazione di carichi moderati e ripetuti risulta essere un possibile rischio per generazione di osteoartriti.
41	Melissa M. B. Morrow et al.	-	Obiettivo dello studio è affrontare l'incoerenza dei dati dinamici riportati in letteratura per soggetti su carrozzina.

Tab. 2.3: limiti e conclusioni degli studi riportati dagli autori.

## 2.2.2 VALUTAZIONE QUALITATIVA

La qualità degli articoli analizzati è riportata in Tabella 2.4. Gran parte di questi possiede elevata qualità, soprattutto per ciò che riguarda descrizione di obiettivi,

esecuzione dei test e strumentazioni.

Alcuni articoli presentano un'analisi statistica non perfettamente dettagliata. Le caratteristiche dei partecipanti generalmente sono ben riportate, tuttavia in alcuni articoli informazioni quali livello di lesione ed età non sono indicate (Tabella 2.5). Diversi articoli non riportano né come viene condotta l'elaborazione dati, né su quale software vengono studiati (es.: "MatLab", "Microsoft Excel").

La meta-analisi non viene considerata in questa revisione sistematica in quanto gli articoli non forniscono un numero sufficiente di studi simili per questo tipo di analisi.

Rif.	Autore	Numero di domande													
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
6	Ursina Arnet et al.	2	0	1	2	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2
7	Marieke G. M. Kloosterman et al.	2	0	2	1	1	2	1	2	2	2	1	2	1	1
12	Shashank Raina et al.	2	0	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
13	LM Riek et al.	2	2	2	2	1	0	2	2	1	2	1	2	2	2
14	Sarah R. Dubowsky et al.	2	0	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	0	1
22	Sara J. Mulroy et al.	2	0	2	2	2	0	1	1	2	2	2	2	0	2
26	Andrew M. Kwarciak et al.	2	2	1	2	2	0	2	2	2	2	1	1	0	1
27	Jeffery W. Rankin et al.	2	0	1	2	2	0	2	2	1	2	2	2	2	2
28	Sarah R. Dubowsky et al.	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
29	Jennifer L. Collinger et al.	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2
30	Angel Gil-Agudo et al.	2	0	2	2	2	2	1	2	1	2	2	1	0	2
31	N. Louis and P. Gorce	2	0	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	0	2
32	Jeffery W. Rankin et al.	2	0	2	2	2	0	2	2	2	2	2	1	2	2
33	Yen-Sheng Lin et al.	2	0	2	2	2	0	2	1	1	2	2	2	0	2
34	Louise C. Masse et al.	2	0	2	2	1	2	1	2	2	2	2	1	0	2
35	SM Bernasconi et al.	2	2	2	1	1	0	1	1	1	1	0	2	0	2
36	Y. Tai Wang et al.	2	0	2	2	1	0	1	1	2	2	2	2	0	2
37	Yu-Sheng Yang et al.	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1	1	2
38	Melissa M. B. Morrow et al.	2	0	2	2	2	2	1	2	2	2	1	2	2	1
39	Guillaume Desroches et al.	2	0	2	2	1	2	2	2	1	2	2	2	1	2
40	S. van Drongelen et al.	2	0	2	2	2	0	1	2	1	2	2	1	2	2
41	Melissa M. B. Morrow et al.	2	2	0	0	0	0	2	1	0	2	1	1	0	2

**Tab. 2.4:** risultati dell'analisi qualitativa dopo l'applicazione del protocollo di Tab. 3.

### 2.2.3 SOGGETTI ESAMINATI

Gli articoli considerati presentano soggetti con differenti età e caratteristiche fisiche (livello lesionale incluso), ulteriore difficoltà, questa, nella comparazione finale di

risultati inter e intra-studi; ciò è dovuto in parte al fatto che la popolazione in carrozzina è piuttosto limitata, dunque non si dispone di un'ampia scelta. Alcuni articoli [6, 14, 26, 27, 28] presentano scarsità di dati in relazione alle caratteristiche fisiche dei pazienti.

Gli articoli esaminati presentano una differente dimensione campionaria: il gruppo maggiore prevede 61 soggetti [29], seguito dallo studio di Angel-Gil Agudo et al. [30] con 51; gran parte degli articoli testano in media 15 soggetti.

L'indice di massa corporea ("BMI"), utile per avere informazioni relative allo stato fisico del soggetto in esame (ad esempio relazione tra peso e altezza), non risulta indicato per gran parte degli articoli.

Rif.	Autore	Soggetti
6	Ursina Arnet et al.	8 soggetti paraplegici
7	Marieke G. M. Kloosterman et al.	9 soggetti normo-dotati (4 maschi, 5 femmine): età $23\pm 2$ anni, altezza $1.78\pm 0.10$ cm, peso $74\pm 12$ Kg
12	Shashank Raina et al.	18 soggetti. 11 con livello lesionale compreso tra T1 - T12: altezza $1.79\pm 0.12$ m, peso $77.7\pm 13.4$ Kg. 7 con livello lesionale compreso tra C6 - C8: altezza $1.84\pm 0.36$ m, peso $88.9\pm 15.2$ Kg
13	LM Riek et al.	5 soggetti (2 maschi, 3 femmine): età $39.2\pm 6.1$ anni, $169.7\pm 9.7$ cm, $71.5\pm 13.3$ Kg
14	Sarah R. Dubowsky et al.	3 soggetti di cui 2 paraplegici e 1 normo-dotato
22	Sara J. Mulroy et al.	17 soggetti con livello lesionale compreso tra T10 - L3: età $31.1\pm 7.5$ anni
26	Andrew M. Kwarciak et al.	31 soggetti che utilizzano abitualmente la carrozzina
27	Jeffery W. Rankin et al.	12 soggetti paraplegici
28	Sarah R. Dubowsky et al.	11 soggetti di cui 5 paraplegici e 6 normo-dotati
29	Jennifer L. Collinger et al.	61 soggetti paraplegici. Livello lesionale da T1 in poi (T2, T3, ecc.). Divisi in 3 gruppi di 3 diverse località differenti. Età $43.1\pm 12.0$ anni, altezza $1.76\pm 0.09$ m, peso $75.9\pm 14$ Kg
30	Angel Gil-Agudo et al.	51 soggetti suddivisi in 4 gruppi: 12 C6 (tetraplegici), 8 C7 (tetraplegici), 17 T1 - T10 (alta paraplegia), 4 T11 - L3 (bassa paraplegia). Età compresa tra 18 - 65 anni. Livello lesionale compreso tra C6 - L3.
31	N. Louis and P. Gorce	20 soggetti maschi destrimani. 10 paraplegici: età $29\pm 12$ anni, altezza $169.2\pm 17.5$ cm, peso $69.9\pm 17.6$ con esperienza in carrozzina di $9.3\pm 6.2$ anni. 10 normodotati: età $23\pm 3$ anni, altezza $175.5\pm 7.4$ cm, peso $70.3\pm 8.0$ Kg
32	Jeffery W. Rankin et al.	13 soggetti (11 maschi, 2 femmine): età $33.12\pm 8.1$ anni, altezza $171.5\pm 12.3$ cm, peso $69.0\pm 13.3$ Kg
33	Yen-Sheng Lin et al.	23 soggetti (22 maschi, 1 femmina): età $46\pm 12$ anni, altezza $178\pm 8$ cm, peso $81\pm 18$ Kg. 16 con livello lesionale compreso tra C5 - T11. 4 amputati. 3 affetti da sclerosi multipla
34	Louise C. Masse et al.	5 soggetti paraplegici con livello lesionale compreso tra T11 - L1
35	SM Bernasconi et al.	8 soggetti normo-dotati: età $26\pm 4$ anni, altezza $176\pm 4$ cm, peso $73\pm 7$ Kg)



36	Y. Tai Wang et al.	6 soggetti normo-dotati destrimani (tutti maschi). Età compresa tra 20 - 25 anni, altezza $1.81 \pm 0.06$ m, peso $84.4 \pm 9.3$
37	Yu-Sheng Yang et al.	36 soggetti con livello lesionale compreso tra T8 - L4 (26 maschi, 10 femmine); età compresa tra 20-65 anni
38	Melissa M. B. Morrow et al.	12 soggetti con esperienza in carrozzina; età $43 \pm 6.4$ anni. 11 sono in carrozzina in seguito a trauma (incidente), 1 per spina bifida
39	Guillaume Desroches et al.	9 soggetti con lesione spinale da C7 in poi (C8, C9, ecc.) che utilizzano la carrozzina da almeno 6 mesi
40	S. van Drongelen et al.	17 soggetti: 5 normo-dotati, 8 paraplegici e 5 tetraplegici. Di questi, 2 paraplegici e 1 tetraplegico hanno lesione incompleta. Età: normo-dotati $22.2 \pm 3.1$ anni, paraplegici $38.6 \pm 12.4$ anni, tetraplegici $27.8 \pm 4.6$ anni. Altezza: normo-dotati $1.82 \pm 0.11$ m, paraplegici $1.86 \pm 0.08$ m, tetraplegici $1.88 \pm 0.05$ m. Peso: normo-dotati $73.4 \pm 5.2$ Kg, paraplegici $79.0 \pm 8.6$ Kg, tetraplegici $70.3 \pm 14.0$ Kg
41	Melissa M. B. Morrow et al.	-

**Tab. 2.5:** caratteristiche della popolazione esaminata negli studi; per ogni variabile (età, altezza e peso) è riportata media e deviazione standard.

## 2.2.4 ILLUSTRAZIONE DEI RISULTATI

Dei 22 studi analizzati 12 si focalizzano sull'affaticamento muscolare; di questi 4 lo trattano dal punto di vista strettamente **elettromiografico**, 8 dal punto di vista elettromiografico e cinematico.

Dal punto di vista elettromiografico tutti gli studi trattano almeno tre muscoli: *anterior* e *posterior deltoid* e *pectoralis major*. In particolare 2 studi [7, 31] analizzano sette muscoli (*anterior*, *medius* e *posterior deltoid*, *pectoralis major*, *medius trapezius*, *biceps brachii*, *triceps brachii*), 4 studi [6, 14, 22, 32] ne analizzano almeno dodici (*anterior*, *medius* e *posterior deltoid*, *pectoralis major*, *latissimus dorsi*, *serratus*, *trapezius*, *supraspinatus*, *infraspinatus*, *subscapularis*, *biceps brachii* e *triceps brachii*), 6 studi [27, 28, 33, 34, 35, 36] ne analizzano non più di cinque (*anterior* e *posterior deltoid*, *pectoralis major*, *biceps brachii* e *triceps brachii*).

L'analisi elettromiografica evidenzia quale sia il ruolo di ogni muscolo durante le due fasi della propulsione; tali fasi si dividono in spinta e recupero. In realtà lo studio di N. Louis and P. Gorce [31] si discosta da tale comune rappresentazione, interpretando la fase di spinta come composta da due sottofasi: iniziale e finale (per un totale di tre fasi).

I risultati ottenuti presentano differenze significative. Generalmente il muscolo che presenta maggior affaticamento è il *supraspinatus*, che risulta essere l'unico muscolo

attivo in entrambe le fasi della propulsione; ciò non è supportato da tutti gli studi. Nello studio di Jeffery W. Rankin et al. [27] infatti viene riportato che il muscolo che più si affatica è il *medius deltoid*, a seguire *pectoralis major*, *anterior deltoid* e infine *infraspinatus*; in questo caso viene riportata come causa principale dell'affaticamento muscolare il maggior contributo in potenza durante la spinta. Tale studio si limita ad un'analisi dei muscoli flessori ed estensori di spalla, reclutando venti soggetti, a differenza di altri studi che riportano maggiore numero di muscoli analizzati ma una media di soggetti esaminati leggermente inferiore.

Spesso l'attività muscolare del soggetto con lesione spinale viene equiparata con soggetti normo-dotati [7, 28, 31]; comprensibilmente si otterranno esiti differenti. In particolare gli studi visionati appaiono in disaccordo relativamente ad attivazione muscolare e tempi della fase di spinta.

In 2 studi [6, 7] viene monitorata l'attività muscolare durante la propulsione su particolari carrozzine: carrozzina a propulsione assistita e hand-bike. È analizzato circa lo stesso numero di campioni, rispettivamente otto e nove ed entrambi concordano nell'affermare che tali mezzi di locomozione sottopongono muscolatura, con particolare riferimento a *posterior deltoid*, *pectoralis major*, *biceps brachii* e *triceps brachii* e articolazioni a sforzi minori, riducendo così il rischio di infortunio associato all'overuse.

Relativamente all'ergonomia della carrozzina gli studi di Louise C. Masse et al. [34] e Yu-Sheng Yang et al. [37] concordano sul fatto che un'inclinazione all'indietro del sedile conferisca maggiore stabilità e che all'aumentare dell'altezza della seduta le attività di *biceps brachii* e *pectoralis major* (almeno nella fase iniziale di spinta) diminuiscano.

Relativamente a posizionamento di elettrodi sui muscoli e modalità di svolgimento dei test, per poter equiparare correttamente i risultati, è necessario fare riferimento a standard specifici. Solo in 2 studi [7, 31] è riportato lo standard utilizzato, il "SENIAM" (1999); nei restanti articoli è comunque riportata una dettagliata descrizione delle prove. In particolare lo studio di Sarah R. Dubowsky et al. [28] fa riferimento ad "Anatomical Guide For The Electromiographer", quello di Jeffery W. Rankin et al. [32] fa riferimento a studi precedenti di Rankin et al., 2010 e Richter et al., 2011, lo studio Yen-Sheng Lin et al. [33] fa riferimento al protocollo utilizzato

nello studio di Chopp et al., 2011.

Tutti gli studi utilizzano elettromiografi commerciali; solo in 3 studi sono riportate le caratteristiche tecniche e geometriche degli elettrodi applicati sui muscoli: nello studio di Marieke G. M. et al. [7] si esprime la distanza inter-elettrodo pari a 23 mm; nello studio di N. Louis and P. Gorce [31] gli elettrodi hanno un diametro di 40 mm; nello studio di Yen-Sheng Lin et al. [33] si utilizzano elettrodi di diametro pari a 20 mm. In 7 studi [7, 22, 27, 28, 33, 34, 35] si afferma che l'elettromiografo utilizzato è bipolare, negli altri non è specificata la tipologia.

In tutti gli studi è utilizzato tape adesivo per fissare ulteriormente gli elettrodi sulla pelle e per fissare tra loro i fili dell'elettromiografo per limitare al massimo l'effetto di interferenza dovuto a scorrimento degli elettrodi su pelle (artefatto da movimento di tessuti molli). Solo lo studio di Marieke G. M. et al. [7] non utilizza tali accorgimenti in quanto si tratta di elettromiografo wireless.

I dati elettromiografici sono registrati a frequenze variabili e filtrati con filtri di Butterworth di differenti ordini; anche i tempi di registrazione sono variabili. In 3 studi [6, 22, 34] i dati sono campionati ad una frequenza di 50 Hz e filtrati con filtro di Butterworth del secondo ordine con frequenza di taglio di 10 Hz. Nello studio di Marieke G. M. et al. [7] i segnali sono campionati ad una frequenza di 1000 Hz e filtrati con filtro passa-basso a una frequenza di 16 Hz.

In soli 7 studi [6, 7, 22, 28, 31, 32, 34] è riportata una dettagliata analisi statistica; questi riportano medie dei picchi di potenze dei muscoli analizzati e ampiezza media dell'attività muscolare che, per un eventuale confronto con altri studi, vengono normalizzati. Tali medie sono calcolate sia per la fase di spinta che di recupero. Ciò su cui non concordano gli studi è il numero di cicli/colpi di spinta da considerare nell'analisi. In generale il numero più utilizzato prevede dieci cicli [7, 22, 28, 32, 34], mentre 2 studi [6, 31] ne considerano rispettivamente cinque e quindici. I test statistici considerati sono "Wilcoxon Signed Rank Test" [6, 7], "Maukley Test" [31], "Anova" [31, 22], "Neuman-Keuls" [31] e "Tuckey" post hoc [22].

Con riferimento a tecniche **cinematiche** e **dinamiche**, dei 22 studi analizzati, 17 trattano tale tematica. Di questi, 13 studiano la cinematica mediante sistemi stereofotogrammetrici [6, 7, 13, 14, 28, 29, 30, 32, 34, 31, 37, 38, 39], 2 mediante sensori [12, 13], 11 utilizzano modelli biomeccanici [6, 7, 14, 27, 29, 30, 32, 38, 40,

41] e 11 sfruttano “SmartWheel” per analizzare la dinamica di propulsione [6, 7, 12, 14, 26, 28, 29, 30, 32, 37, 40].

Per le acquisizioni cinematiche la tecnica maggiormente utilizzata è la stereofotogrammetria; questa si avvale di un minimo di tre telecamere [32, 40] fino ad un massimo di dieci [38]; il modello più utilizzato per tale analisi è il “Vicon”. Con tali videocamere si monitora la posizione di segmenti articolari sui quali sono collocati particolari marker riflettenti. In particolare, tali marker, sono posizionati su specifici punti di repere anatomico.

Ad oggi, non vi è ancora uniformità nel numero e posizionamento di marker; le sole raccomandazioni validate a livello internazionale sono della “International Society of Biomechanics” (“ISB”) e, tuttavia, non sono riscontrate in tutti gli studi; soli 7 studi [7, 12, 14, 27, 30, 40, 41] fanno riferimento a tale standard. Per 2 studi [6, 40] i marker sono posizionati rispettivamente in accordo alle linee guida dello studio di Wu et al., 2005 e Van Der Helm et al., 2005.

I marker sono posizionati su torace, braccio, avambraccio e mano e sulle rispettive articolazioni di spalla, gomito e polso, unilateralmente per 11 studi [6, 7, 28, 29, 30, 31, 32, 34, 38, 39, 40], bilateralmente per 2 studi [14, 37]; questi sono inoltre applicati alla carrozzina per definirne l’orientamento nel sistema di riferimento globale.

In 2 studi [6, 38] si utilizzano cluster di marker composti rispettivamente da tre e quattro marker ciascuno. Nello studio di Melissa M. B. Morrow et al. [38] un unico cluster di marker è applicato in prossimità dello sterno; nello studio di Ursina Arnet et al. [6] cinque di questi sono applicati in prossimità di tronco, acromion, braccio, avambraccio e mano.

I dati cinematici sono acquisiti a frequenze variabili, comprese tra 50÷240 Hz; i dati sono successivamente filtrati con filtri di Butterworth di ordine variabile, zero fase, con frequenza che varia tra 6÷40 Hz.

2 studi [12, 13] propongono un’analisi cinematica mediante sensori elettromagnetici o inerziali; questi sono applicati direttamente mediante tape adesivi sul corpo del soggetto. Si utilizzano rispettivamente il sistema “PCIBird” e “Flock of Birds”: il primo si avvale di cinque sensori, interfacciati con il software “Motion Monitor”, collocati su vertebra T1, acromion, omero, in prossimità della scapola e in prossimità

del muscolo brachioradiale dell'avambraccio; il secondo registra orientamento di torace, scapola e omero con un numero inferiore di sensori.

Dalla letteratura si evince che tale tecnologia è maggiormente sfruttata per l'analisi dell'orientamento scapolare, fondamentale insieme all'omero nel determinare lo spazio acromiale.

In particolare gli studi di Shashank Raina et al. [12] e LM Riek et al. [13] riportano risultati simili per quanto riguarda movimento di tilt scapolare (rotazione della scapola anteriore/posteriore, vista lateralmente) e rotazione gleno-omeroale. Fondamentale nello studio della cinematica è la definizione dei corretti segmenti corporei da analizzare; assumono così elevata importanza modelli dinamici 3-D. Dalla letteratura visionata emergono diverse tipologie di modelli biomeccanici muscolo-scheletrici; sebbene numero e struttura di segmenti articolari considerati spesso non coincidano, questi sono accomunati da un frequente utilizzo di almeno due segmenti (tronco e omero) e da una medesima rappresentazione delle articolazioni [14, 27, 32, 38]; ogni articolazione è infatti rappresentata mediante sei gradi di libertà. Solamente lo studio di N. Louis and P. Gorce [31] si discosta da tale rappresentazione definendo le articolazioni mediante tre gradi di libertà.

I modelli sono ottenuti a partire da software specifici; “Matlab” risulta il più utilizzato. Degli studi esaminati, 8 [6, 7, 27, 29, 30, 32, 38, 40] utilizzano modelli già validati e presi come riferimento da studi precedenti. Il più sfruttato è il “Delft Shoulder and Elbow Model” dello studio di Van Der Helm et al., 1994. L'articolo di Sarah R. Dubowsky et al. [14] è l'unico che si occupa dello sviluppo di un nuovo modello; questo si avvale di 21 corpi rigidi e 32 attuatori per simulare l'azione muscolare. Per la realizzazione è stato utilizzato il software “AnyBody Modeling System”, prendendo come riferimento il “Dutch Shoulder Model” [42].

In tutti gli studi esaminati per descrivere la posizione dei vari segmenti solidali con il corpo rigido (attraverso una serie di rotazioni a partire da un sistema di riferimento fisso) si usano angoli di Eulero.

Per l'analisi di forze e momenti articolari la procedura più utilizzata prevede l'utilizzo di “SmartWheel”; ben 9 studi [6, 7, 14, 26, 28, 29, 30, 32, 37] utilizzano infatti tale sistema; per 2 studi [26, 32] è specificato anche il modello “OptiPush”. 2 studi [12, 40] sfruttano invece particolari sensori collocati in prossimità della

carrozzina. 1 studio [34] analizza tali variabili (forze e momenti articolari) mediante il software “BIOMECH”.

Tali sistemi campionano dati ad una frequenza variabile, compresa tra 200÷240 Hz; un solo studio [6] campiona ad una frequenza di 100 Hz. Per filtrare i dati si utilizzano filtri di Butterworth di ordini variabili (II°, IV°, VIII°), passa-basso, con frequenza di taglio pari a 20 Hz.

In 4 studi [6, 14, 29, 37] i dati dinamici vengono ricampionati e sincronizzati con i dati cinematici a frequenze comprese tra 50÷120 Hz.

Per quanto riguarda l’elaborazione dati, questi, sono direttamente trasferiti dalla workstation utilizzata per l’acquisizione al software “MatLab”, per 8 studi [7, 12, 14, 26, 28, 29, 31, 38]; in 2 studi [14, 28] i dati sono trasferiti prima in “Microsoft Excel” e successivamente in “MatLab”.

Per quanto riguarda l’analisi statistica i dati ottenuti da cinematica e dinamica vengono mediati e normalizzati mediante svariati software: “MatLab” [31], specifici software statistici [12], “SPSS” per “Windows” [37] e “STATISTICA 6.0” [31]. I test statistici considerati sono “Tuckey” post hoc [38], “Anova” [29, 31, 34, 40], “Friedman” [13, 34], “Yuen” [12], “Kruskal-Wallis” [29, 30], “Fisher” [29], “Kolmogorov-Smirnov” [40], “Bonferroni” post hoc [30, 40], “Mann-Whitney” [30], “Wilcoxon Signed-Rank Test” [6, 7, 31], “Shapiro-Wilk” [31] e “Mauchley Test” [31].



## **2.3 DISCUSSIONE**

Lo studio del movimento propulsivo si può articolare in diversi modi in relazione ai molteplici aspetti della prestazione motoria. Se l’interesse viene focalizzato sul risultato della prestazione, l’analisi del movimento può essere limitata alla misurazione di parametri quali distanze o tempi [13, 35]. Se, invece, si vogliono studiare i processi fisiologici che producono i risultati della prestazione motoria, l’approccio può essere molto complesso considerando i diversi livelli in cui si articola l’azione motoria: spostamenti di segmenti, rotazioni articolari, contrazioni muscolari e controllo nervoso.

La conoscenza dei meccanismi che generano le azioni motorie è necessaria per comprendere le cause di un determinato risultato motorio e per organizzare le modalità d'intervento finalizzate a migliorare o recuperare la prestazione motoria. I principi generali ed i metodi di studio dei vari aspetti del movimento variano in base al livello di osservazione. Il livello più globale del movimento è rappresentato dai segmenti e dalle articolazioni che si muovono nello spazio. Lo studio di questo livello è basato sui principi della cinematica [12, 13, 38, 34, 14, 39, 32, 29, 13, 28, 30, 6, 37, 31, 7]: si tratta di individuare posizione e velocità dei segmenti o delle articolazioni da analizzare. Per una vera e propria analisi della cinematica saranno necessarie specifiche metodologie e strumentazioni. Lo studio della cinematica, quindi, fornisce una descrizione del movimento nello spazio e nel tempo ma non fornisce alcuna informazione sulle cause che provocano gli spostamenti osservati. Il successivo livello di studio è rappresentato dall'analisi dell'azione muscolare nel generare le forze in grado di ruotare le articolazioni e spostare i segmenti ossei. Si ricorrerà, in questo caso, allo studio della dinamica del movimento [6, 7, 12, 14, 26, 28, 29, 30, 32, 37, 40] per capire i meccanismi che producono il movimento delle articolazioni o che permettono di stabilizzarle durante il mantenimento della postura. Lo studio della biomeccanica del movimento può fornire precisi dettagli quantitativi in grado di descrivere il comportamento motorio osservabile dall'esterno. Sebbene l'approccio biomeccanico permetta anche di rappresentare i processi nervosi di controllo del movimento, lo studio dell'attivazione elettrica dei muscoli, ovvero l'elettromiografia [6, 7, 14, 22, 27, 28, 31, 32, 33, 34, 35, 36], fornisce dati più accurati per studiare i meccanismi di formazione degli ordini nervosi. L'analisi dei tracciati elettromiografici di più muscoli permette di acquisire importanti informazioni sulla organizzazione delle sinergie muscolari alla base della coordinazione motoria.

## **Conclusioni**

Dall'analisi di quanto affrontato si può concludere che le tecniche adottate per la valutazione strumentale della propulsione su carrozzina prevedono l'utilizzo di elettromiografi per la verifica muscolare dell'arto superiore, sistemi sensoriali e stereofotogrammetrici per l'analisi della cinematica articolare e "SmartWheel" per l'analisi della dinamica del movimento; inoltre, per l'interpretazione di un gesto motorio quale quello in carrozzina, si sfruttano specifici modelli 3-D in cui si analizzano parametri biomeccanici che variano durante l'esecuzione del gesto (angoli, velocità, accelerazioni, ecc.).

Relativamente all'analisi elettromiografica per il piazzamento di elettrodi su corpo si fa riferimento al protocollo "SENIAM".

Per quanto riguarda l'analisi stereofotogrammetrica si sfruttano le raccomandazioni dell'"ISB" per il piazzamento dei marker su pelle; tuttavia, diversi autori fanno riferimento a studi precedenti. Da quanto emerso dai dati ottenuti dalla ricerca, l'analisi sensoriale si mostra essere una valida alternativa all'analisi stereofotogrammetrica quando si tratta di studiare la cinematica di spalla (con particolare riferimento all'articolazione scapolo-omerale).

Per quanto riguarda la strumentazione utilizzata per lo studio di parametri dinamici non è riportato alcun tipo di protocollo. La letteratura evidenzia come questa assenza, o mancato utilizzo, di standardizzazione possa costituire un limite nella comparazione dati per studi sviluppati in differenti laboratori.

Anche per quanto riguarda l'utilizzo di modelli biomeccanici si fa riferimento ad una moltitudine di modelli; questi sfruttano differenti sistemi di coordinate per definire (anche) medesimi segmenti articolari e sono realizzati mediante svariati software. La letteratura analizzata sottolinea come l'utilizzo combinato e contemporaneo dell'intero gruppo di strumentazioni sopracitate si riveli la miglior strategia, fornendo una maggior quantità di dati, per il raggiungimento di una valutazione clinica più semplice e precisa.

Infine, sebbene i risultati ottenuti in relazione alle metodologie affrontate siano soddisfacenti e ampiamente riportati per tutti i lavori, proprio a causa dell'assenza di standardizzazione, si mostrano difficilmente comparabili.





## Bibliografia

1. Giuseppe Porcellini, 2011. *La patologia di spalla e gomito negli sport olimpici e paralimpici*. 1<sup>a</sup> edizione. Bologna (Italy): TIMEO Editore s.r.l.. 38-40, 48-51;
2. Van Der Woude, L. H. V., Vegeer, H. E. J., Dallmeijer, A. J., Janssen, T. W. J. and Rozendal, L. A., 2001. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering and Physics*, vol. 23, no. 10, pp. 713-33;
3. Liping Qi, 2009. Use of wavelet analysis techniques with surface EMG and MMG to characterise motor unit recruitment patterns of shoulder muscles during wheelchair propulsion and voluntary contraction tasks. *Institute of Orthopaedics and Musculoskeletal Science, University College London*;
4. Conforto S, Mathieu P, Schmid M, Bibbo D, Florestal JR, D'Alessio T, 2006. How much can we trust the electromechanical delay estimated by using electromyography?. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 1, pp. 1256-9;
5. Roberts TJ, Gabaldón AM, 2008. Interpreting muscle function from EMG: lessons learned from direct measurements of muscle force. *Integr Comp Biol*, vol. 48, no.2, pp. 312-20;
6. Ursina Arnet, MSc, Stefan van Drongelen, PhD, Anke Scheel-Sailer, MD, Lucas H. V. van der Woude, PhD and DirkJan H. E. J. Veegr, PhD, 2012. Shoulder load during synchronous handcycling and handrim wheelchair propulsion in persons with paraplegia. *J Rehabil Med*, vol. 44, pp. 222-28;
7. Marieke G. M., Kloosterman, Hilde Eising, Leendert Schaake, Jaap H. Buurke, Johan S. Rietman, 2012. Comparison of shoulder load during power assisted and purely hand-rim wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, vol. 27, pp. 428-35;

8. C. Lentino, G.A. Checchia, A. Massone, V.Sanguineti, A.Basteris, G.Vigo, 2008. Analisi cinematica della spinta in carrozzina: proposta di modello sperimentale. *Europa Medicophysica*, vol. 44, pp. 1-3;
9. Roeleved, K., Lute, E., Veeger, D., Gwinn, T. and Van Der Woude, L., 1994. Power output and technique of wheelchair propulsion. *Adapted Physical Activity Quarterly*, vol. 11, no. 1, pp. 71-85;
10. Van Der Helm, F. C. T. and Veeger, H. E. J., 1996. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 1, pp. 39-52;
11. Rozendaal, L. A. and Veeger, D., 2000. Force direction in manual wheelchair propulsion: balance between effect and cost. *Clinical Biomechanics*, vol. 15, no. SUPPL. 1, pp. S39-S41;
12. Shashank Raina, Jill L. McNitt-Gray, Sara Mulroy, Philip S. Requejo, 2012. Effect of increased load on scapular kinematics during manual wheelchair propulsion in individuals with paraplegia and tetraplegia. *Human Movement Science*, vol. 31, pp. 97-407;
13. LM Riek, PM Ludewig and DA Nawoczenski, 2008. Comparative shoulder kinematics during free standing, standing depression lifts and daily functional activities in persons with paraplegia: considerations for shoulder health. *Spinal Cord* (2008) 46, 335-43;
14. Sarah R. Dubowsky, John Rasmussen, Sue Ann Sisto, Noshir A. Langrana, 2008. Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces. *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 2981-88;
15. ShoulderDoc: <http://www.shoulderdoc.co.uk/>;
16. Alcid JG, Ahmad CS, Lee TQ, 2004. Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clin Sports Med*, vol. 23, no. 4, pp. 503-17;

17. Obert L, Uhring J, Rey PB, Rochet S, Lepage D, Leclerc G, Serre A, Garbuio P, 2012. Anatomy and biomechanics of distal radius fractures: a literature review. *Chir Main*, vol. 31, no. 6, pp. 287-97;
18. SpineUniverse: <http://www.spineuniverse.com/anatomy/vertebral-column>;
19. Guo, L. -, Zhao, K. D., Su, F. -. And An, K. -, 2003. Moment generation in wheelchair propulsion. *Journal of Engeneering in Medicine*, vol. 217, no. 5, pp. 405-13;
20. Van Der Woude, L. H. V., Vegeer, H. E. J., and Rozendal, R. H., 1989. Propulsion technique in hand rim wheelchair ambulation. *Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 13, no. 1-2, pp. 136-41;
21. Newsam, C. J., Rao, S. S., Mulroy, S. J., Gronley, J. K., Bontrager, E. L. and Perry, J., 1999. Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait and Posture*, vol. 10, no. 3, pp. 223-32;
22. Sara J. Mulroy, PhD, PT, JoAnne K. Gronley, MA, PT, Craig J. Newsam, MPT, Jacquelin Perry, MD, 1996. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 77;
23. F. Riva, M.C. Bisi, R. Stagni, 2013. Orbital stability analysis in biomechanics: A systematic review of a nonlinear technique to detect instability of motor tasks. *Gait & Posture*, vol. 37, pp. 1-11;
24. Alana Peters, Brook Galna, Morgan Sangeux, Meg Morris, Richard Baker, 2010. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review. *Gait & Posture*, vol. 31, pp. 1-8;
25. Marieke GM Kloosterman, Govert J Snoek, Lucas HV van der Woude, Jaap H Buurke and Johan S Rietman, 2012. A systematic review on the pros and

- cons of using a pushrim-activated power-assisted wheelchair. *Clinical Rehabilitation*, vol. 0, no. 0, 1-5;
26. Andrew M. Kwarciak, MS, Jeffrey T. Turner, Liyun Guo, MS, and W. Mark Richter, PhD, 2010. Comparing handrim biomechanics for treadmill and overground wheelchair propulsion. *Spinal Cord.*, vol. 49, no. 3, pp. 457-62;
27. Jeffery W. Rankin, W. Mark Richter, and Richard R. Neptune, 2011. Individual Muscle Contributions to Push and Recovery Subtasks during Wheelchair Propulsion. *J Biomech*, vol. 44, no. 7, pp. 1246-52;
28. Sarah R. Dubowsky, Sue Ann Sisto, Noshir A. Langrana, 2009. Comparison of kinematics, kinetics, and emg throughout wheelchair propulsion in able-bodied and persons with paraplegia: An Integrative Approach. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 131;
29. Jennifer L. Collinger, BS, Michael L. Boninger, MD, Alicia M. Koontz, PhD, RET, Robert Price, MSME, Sue Ann Sisto, PT, MA, PhD, Michelle L. Tolerico, MS, Rory A. Cooper, PhD, 2008. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 89;
30. Angel Gil-Agudo, Antonio Del Ama-Espinosa, Enrique Perez-Rizo, Soraya Perez-Nombela, Luis Pablo Rodriguez-Rodriguez, 2010. Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury. *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 2508-15;
31. N. Louis, P. Gorce, 2010. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: influence of wheelchair configuration. *Clinical Biomechanics*, vol. 25, pp. 879-85;
32. Jeffery W. Rankin a, Andrew M. Kwarciak b, W. Mark Richter b, Richard R. Neptune, 2012. The influence of wheelchair propulsion technique on upper extremity muscle demand: a simulation study. *Clinical Biomechanics*, vol. 27, pp. 879-86;

33. Yen-Sheng Lin, MS, Alicia Koontz, Ph.D. RET, Lynn Worobey, BS, Michael Boninger, MD, 2012. Effect of muscle fatiguing tasks on subacromial space in manual wheelchair users;
34. Louise C. Masse, Mario Lamontagne, PhD, PErg, Micheal D. O'Riain, PhD, PEng, 1992. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 29, no. 3, pp. 12-28;
35. SM Bernasconi, N Tordi, J Ruiz and B Parratte, 2007. Changes in oxygen uptake, shoulder muscle activity and propulsion cycle timing during strenuous wheelchair exercise. *Spinal cord*, vol. 45, pp. 468-74;
36. Y. Tai Wang, Chang K. Kim, H. T. Ford III, H. T. Ford JR, 1994. Reaction force and EMG analysis of wheelchair transfers. *Perceptual and Motor Skills*, vol. 79, pp. 763-66;
37. Yu-Sheng Yang, PhD, Alicia M. Koontz, PhD, Shaun-Ju Yeh, BS, Jyh-Jong Chang, PhD, 2012. Effect of backrest height on wheelchair propulsion biomechanics for level and uphill conditions. *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 93, pp. 654-9;
38. Melissa M. B. Morrow, PhD, Kenton R. Kaufman, PhD, and Kai-Nan An, PhD, 2011. Scapula kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and a weight relief lift. *Clin Biomech*, vol. 26, no. 4, pp. 352-57;
39. Guillaume Desroches, Raphaël Dumas, Didier Pradon, Philippe Vaslin, François-Xavier Lepoutre, Laurence Chèze, 2010. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, vol. 25, pp. 299-306;
40. S. van Drongelen, L.H.V. van der Woude, H.E.J. Veeger, 2011. Load on the shoulder complex during wheelchair propulsion and weight relief lifting. *Clinical Biomechanics*, vol. 26, pp. 452-57;

41. Melissa M. B. Morrow, BS, Wendy J. Hurd, PT, PhD, Kenton R. Kaufman, PhD, and Kai-Nan An, PhD, 2009. Upper extremity joint kinetics expression during wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, vol. 46, no. 7, pp. 939-44;
42. Van der Helm FC, Veeger HE, Pronk GM, Van der Woude LH, Rozendal RH, 1992. Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. *J Biomech*, vol. 25, no. 2, pp.129-44.

## RINGRAZIAMENTI

*Il pensiero più importante va ai miei genitori, Mario e Annalisa e a mio fratello, Diego, poiché sono stati il mio punto di riferimento; per tutti i valori che hanno saputo trasmettermi e perché con grande sostegno mi hanno permesso di raggiungere questo importante obiettivo.*

*Ringrazio Camilla per il coraggio e la forza che mi ha spinto a trovare, per tutto ciò che mi sta regalando di giorno in giorno e perché ha deciso di accompagnarmi anche nel futuro.*

*Un grazie a chi mi è stato vicino condividendo le tappe di questa strada e comprendendo il grande valore che per me ha avuto questa impresa. Ringrazio tutta "La Truppa" degli amici ed in particolare Paolo, William, Simona e Paola per tutto ciò che ci siamo trasmessi in questi anni.*

*Un ringraziamento particolare va al Dott. Giuseppe Porcellini, al Dott. Giovanni Merolla e alla Prof.ssa Rita Stagni per la costante disponibilità e cortesia avute nei miei confronti; particolarmente preziose sono risultate le loro indicazioni che mi hanno costantemente guidato nell'elaborazione di questa tesi.*

*Un doveroso ringraziamento va rivolto a tutto il reparto di "U.O. Chirurgia della Spalla" che ho avuto occasione di conoscere personalmente, per avermi supportato durante il mio lavoro di ricerca, fornendomi tutto il materiale di cui avevo bisogno.*